

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2015-171442
(P2015-171442A)

(43) 公開日 平成27年10月1日(2015.10.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-48244 (P2014-48244) 平成26年3月11日 (2014. 3. 11)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲 (72) 発明者 森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 杉▲崎▼ 誠 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA06 CA09 CA11 GA02 GA11
-----------------------	--	--

最終頁に続く

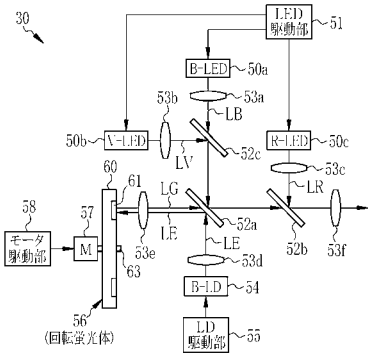
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】コストアップさせずに、明るく、かつ血管コントラストの高い画像を得ることを可能とする内視鏡用光源装置及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】第1ダイクロイックミラー52aは、B-LD54から入射する励起光LEを反射させることにより、励起光LEを回転蛍光体56に照射させる。回転蛍光体56は、励起光LEの照射に応じて緑色光LGを、第1ダイクロイックミラー52aに向けて発する。第1ダイクロイックミラー52aは、緑色光LGを透過させる。また、第1ダイクロイックミラー52aは、B-LD50aから入射する青色光LBのうち、波長が460nmより小さい第1成分を反射させて、緑色光LGの光路に統合する。青色光LBのうち、波長が460nm以上の第2成分は、第1ダイクロイックミラー52aを透過し、緑色光LGの光路には統合されない。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

励起光を発する第 1 光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、

前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、

前記励起光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第 1 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせ、かつ、前記第 2 光のうちのピーク波長を含む短波長側の第 1 成分に対して反射及び透過のうちの前記一方を生じさせ、前記第 1 成分以外の長波長側の第 2 成分に対して反射及び透過のうちの前記他方を生じさせる第 1 ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体は、前記第 1 光源から前記第 1 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第 1 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、

前記第 1 ダイクロイックミラーは、前記蛍光体から入射した前記第 1 光の光路に、前記第 2 光源から入射した前記第 2 光の前記第 1 成分の光路を統合し、かつ、前記第 2 光の前記第 2 成分の光路は統合しない

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 光のピーク波長は 500 nm より大きく、かつ、前記第 2 光のピーク波長は 460 nm より小さく、

前記第 2 成分は、前記第 2 光のうちの 460 nm 以上の波長成分であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記蛍光体から発せられる前記第 1 光は、500 nm 以上の波長成分のみであることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 光よりピーク波長が長波長である第 3 光を発する第 3 光源と、

前記第 1 光及び前記第 2 光の前記第 1 成分に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第 3 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせることにより、前記第 1 光の光路に、前記第 3 光の光路を統合する第 2 ダイクロイックミラーと、

を備えることを特徴とする請求項 1 から 3 のうちいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 2 ダイクロイックミラーは、560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光に対して、反射及び透過のうちの前記一方を生じさせることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 ダイクロイックミラーは、560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光に対して、反射及び透過のうちの前記他方を生じさせることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタを備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記長波長カットフィルタを、前記第 1 光の光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

560 ~ 590 nm の波長範囲の光を減光させるノッチフィルタを備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記ノッチフィルタを、前記第２ダイクロイックミラーにより統合された光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることを特徴とする請求項９に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項１１】

前記第２光よりピーク波長が短波長である第４光を発する第４光源と、

前記第２光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第４光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせて、前記第２及び第４光の光路を統合する第３ダイクロイックミラーと、を備え、

前記第１ダイクロイックミラーは、前記第３ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第２光及び第４光のうち、前記第４光及び前記第２光の前記第１成分に対して反射及び透過のうちの前記一方を生じさせ、前記第１光に対して反射及び透過のうちの前記他方を生じさせる

10

ことを特徴とする請求項１から１０のうちいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項１２】

前記蛍光体は、回転駆動され、前記蛍光体上の前記励起光の照射位置が回転に応じて移動する回転蛍光体であることを特徴とする請求項１から１１のうちいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項１３】

励起光を発する第１光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第１光を発する蛍光体と、

20

前記第１光よりピーク波長が短波長である第２光を発する第２光源と、

前記励起光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第１光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせ、かつ、前記第２光のうちのピーク波長を含む短波長側の第１成分に対して反射及び透過のうちの前記一方を生じさせ、前記第１成分以外の長波長側の第２成分に対して反射及び透過のうちの前記他方を生じさせる第１ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体は、前記第１光源から前記第１ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第１ダイクロイックミラーに向けて前記第１光を発し、

前記第１ダイクロイックミラーは、前記蛍光体から入射した前記第１光の光路に、前記第２光源から入射した前記第２光の前記第１成分の光路を統合し、かつ、前記第２光の前記第２成分の光路は統合しない光源装置と、

30

前記第１及び第２光の少なくとも一方が照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、

前記第１及び第２光源と前記撮像素子との制御を行う制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、励起光源と蛍光体とを有する内視鏡用光源装置及び内視鏡システムに関する。

40

【背景技術】

【０００２】

近年の医療においては、内視鏡用光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡用光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。電子内視鏡は、照明光が照射された検体内を、撮像素子により撮像して撮像信号を生成する。プロセッサ装置は、電子内視鏡により生成された撮像信号を画像処理して、モニタに表示するための観察画像を生成する。

【０００３】

従来、内視鏡用光源装置には、照明光として白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ等のランプ光源が使用されていたが、最近では、ランプ光源に代えて、特定の色の

50

光を発するレーザダイオード（ＬＤ：Laser Diode）や発光ダイオード（ＬＥＤ：Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある。

【０００４】

また、照明光の高輝度化を図るために、励起光（青色光）を発する励起光源（青色ＬＤ）、励起光の入射により蛍光（緑色光）を発する蛍光体、励起光を反射させ蛍光を透過させるダイクロイックミラーが設けられた内視鏡用光源装置が知られている（特許文献１参照）。この内視鏡用光源装置では、励起光源から射出された励起光がダイクロイックミラーで反射されて蛍光体に照射される。蛍光体は、励起光の照射に応じて、ダイクロイックミラーに向けて蛍光（緑色光）を発する。この蛍光は、ダイクロイックミラーを透過して射出される。

10

【０００５】

特許文献１に記載の内視鏡用光源装置では、緑色光の他に、青色光、赤色光、紫色光を発生するために、青色光源（青色ＬＥＤ）、赤色光源（赤色ＬＥＤ）、紫色光源（紫色ＬＥＤ）が設けられている。また、これらの光の光路を、蛍光体からの蛍光（緑色光）の光路と統合するために、各光源に対して１つずつダイクロイックミラーが設けられている。これらの光のうち紫色光は、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い狭帯域光であり、生体組織表層の血管を強調するための血管強調観察モードで用いられるものである。この血管強調観察モードでは、照明光として紫色光及び緑色光のみが用いられている。

【０００６】

このように、照明光として紫色光及び緑色光のみを用いて得られる血管強調観察画像は、白色光を用いた通常観察画像より暗く、色再現性が低い疑似カラーの画像である。このため、照明光として白色光を用い、この白色光から、血中ヘモグロビンには殆ど吸収されずに反射または散乱される波長帯域４６０ｎｍ～５００ｎｍの光のみを低減させることにより、明るく、かつ血管コントラストの高い画像を得ることが知られている（特許文献２参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】特開２０１３－２１５４３５号公報

【特許文献２】特許第５３０６４４７号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかしながら、特許文献１に記載の内視鏡用光源装置では、各光源を発光させて白色光を生成する場合には、青色ＬＥＤから発せられる青色光には、４６０ｎｍ以上の波長成分が多く含まれるため、血管コントラストが低くなるという問題がある。このため、青色光の４６０ｎｍ以上の波長成分を低減するようにフィルタを設けることが考えられるが、フィルタを設けることによりコストアップとなるという問題がある。

【０００９】

また、特許文献１に記載の内視鏡用光源装置では、励起光源、青色光源、赤色光源、紫色光源の各光源につき１つのダイクロイックミラーが設けられているので、ダイクロイックミラーの枚数が多い。このため、高コストで、かつ装置サイズが大型化するという問題がある。

40

【００１０】

本発明は、励起光源と蛍光体とを有する内視鏡用光源装置及び内視鏡システムにおいて、コストアップさせずに、明るく、かつ血管コントラストの高い画像を得ることを可能とする内視鏡用光源装置及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、励起光を発する第１光源と

50

、励起光の照射により、励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、励起光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、第1光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせ、かつ、第2光のうちのピーク波長を含む短波長側の第1成分に対して反射及び透過のうちの上記一方を生じさせ、第1成分以外の長波長側の第2成分に対して反射及び透過のうちの上記他方を生じさせる第1ダイクロイックミラーと、を備え、蛍光体は、第1光源から第1ダイクロイックミラーを介して励起光が入射することにより、第1ダイクロイックミラーに向けて第1光を発し、第1ダイクロイックミラーは、蛍光体から入射した第1光の光路に、第2光源から入射した第2光の第1成分の光路を統合し、かつ、第2光の第2成分の光路は統合しない。なお、ダイクロイックミラーとは、ダイクロイックフィルタと同義である。

10

【0012】

第1光のピーク波長は500nmより大きく、かつ、第2光のピーク波長は460nmより小さく、第2成分は、第2光のうちの460nm以上の波長成分である。

【0013】

蛍光体から発せられる第1光は、500nm以上の波長成分のみである。

【0014】

第1光よりピーク波長が長波長である第3光を発する第3光源と、第1光及び第2光の第1成分に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、第3光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせることにより、第1光の光路に、第3光の光路を統合する第2ダイクロイックミラーと、を備える。

20

【0015】

第2ダイクロイックミラーは、560～590nmの範囲内の特定波長以上の光に対して、反射及び透過のうちの上記一方を生じさせることが好ましい。

【0016】

第1ダイクロイックミラーは、560～590nmの範囲内の特定波長以上の光に対して、反射及び透過のうちの上記他方を生じさせても良い。

【0017】

560～590nmの範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタを設けても良い。この場合、長波長カットフィルタを、第1光の光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることが好ましい。

30

【0018】

560～590nmの波長範囲の光を減光させるノッチフィルタを設けても良い。この場合、ノッチフィルタを、第2ダイクロイックミラーにより統合された光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることが好ましい。

【0019】

第2光よりピーク波長が短波長である第4光を発する第4光源と、第2光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、第4光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせて、第2及び第4光の光路を統合する第3ダイクロイックミラーと、を備え、第1ダイクロイックミラーは、第3ダイクロイックミラーにより光路が統合された第2光及び第4光のうち、第4光及び第2光の第1成分に対して反射及び透過のうちの上記一方を生じさせ、第1光に対して反射及び透過のうちの上記他方を生じさせることが好ましい。

40

【0020】

蛍光体は、回転駆動され、蛍光体上の励起光の照射位置が回転に応じて移動する回転蛍光体であることが好ましい。

【0021】

本発明の内視鏡システムは、光源装置と、内視鏡と、制御部とを備える。光源装置は、励起光を発する第1光源と、励起光の照射により、励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、励起光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、第1光に対して反射及び透過

50

のうちの他方を生じさせ、かつ、第2光のうちのピーク波長を含む短波長側の第1成分に対して反射及び透過のうちの上記一方を生じさせ、第1成分以外の長波長側の第2成分に対して反射及び透過のうちの上記他方を生じさせる第1ダイクロイックミラーと、を備え、蛍光体は、第1光源から第1ダイクロイックミラーを介して励起光が入射することにより、第1ダイクロイックミラーに向けて第1光を発し、第1ダイクロイックミラーは、蛍光体から入射した第1光の光路に、第2光源から入射した第2光の第1成分の光路を統合し、かつ、第2光の第2成分の光路は統合しない。内視鏡は、第1及び第2光の少なくとも一方が照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する。制御部は、第1及び第2光源と撮像素子との制御を行う。

【発明の効果】

10

【0022】

本発明によれば、励起光を蛍光体に導くための第1ダイクロイックミラーにより、第2光のうちのピーク波長を含まない長波長側の第2成分が除去され、かつ、第1ダイクロイックミラーにより、第1光と、第2光のうちの第1成分との光路の統合が行われるので、コストアップさせずに、明るく、かつ血管コントラストの高い画像を得ることができる。例えば、励起光は青色レーザ光であり、第1光は緑色光であり、第2光は青色光、第3光は紫色光である。

【図面の簡単な説明】

【0023】

20

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

【図5】光源部の構成を示す図である。

【図6】照明光の波長スペクトルを示すグラフである。

【図7】第3ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

【図8】回転蛍光体の構成を示す図である。

【図9】青色レーザダイオードの構成を示す図である。

【図10】第1ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

30

【図11】青色光の第1及び第2成分を示すグラフである。

【図12】第2ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

【図13】第1ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図14】図13に示す特性の第1ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

【図15】第3ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図16】図15に示す第3ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

。

【図17】第2ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図18】図17に示す第2ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

。

40

【図19】光源部の変形パターンを説明する表である。

【図20】通常観察モード時の面順次方式を説明する図である。

【図21】血管強調観察モード時の面順次方式を説明する図である。

【図22】緑色光の長波長成分をカットするための第1ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図23】長波長カットフィルタを設けた光源部の構成を示す図である。

【図24】ノッチフィルタを設けた光源部の構成を示す図である。

【図25】ノッチフィルタの光透過率を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

50

図 1 において、内視鏡システム 10 は、検体として生体内の観察部位を撮像する電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）11 と、撮像により得られた撮像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13 と、表示画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

【0025】

内視鏡システム 10 は、観察部位を通常光（白色光）により観察するための通常観察モードと、特殊光により観察部位の粘膜内部に存在する血管を強調して観察するための血管強調観察モードとを有する。これらの観察モードは、操作入力部 15 等により選択可能である。

10

【0026】

血管強調観察モードは、血管情報として血管のパターンを可視化して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うためのモードである。この血管強調観察モードでは、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い特定の波長帯域の光の成分を多く含む特殊光を観察部位に照射する。

【0027】

通常観察モードでは、観察部位の全体の観察に適した通常観察画像が表示画像として生成される。血管強調観察モードでは、血管のパターンの観察に適した血管強調観察画像が表示画像として生成される。

【0028】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

20

【0029】

先端部 19 の先端面には、図 2 に示すように、観察部位に照明光を照射する照明窓 22 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 23 と、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24 と、鉗子や電気メス等の処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 とが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 33（図 3 参照）が内蔵されている。

30

【0030】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 26 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、撮像素子 33 を駆動するための駆動信号や、撮像素子 33 が出力する撮像信号を伝達する信号ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 32（図 3 参照）が挿通されている。

【0031】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン（図示せず）等が設けられている。

40

【0032】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 32 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b とはそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 29b にはライトガイド 32 の入射端 32a（図 3 参照）が配置されている。

50

【 0 0 3 3 】

図 3 において、光源装置 1 3 は、光源部 3 0 と、光源制御部 3 1 とを有している。光源部 3 0 は、光源制御部 3 1 の制御に基づき、照明光として、通常光と特殊光とのいずれか一方を出力する。光源部 3 0 から出力された照明光は、内視鏡 1 1 のライトガイド 3 2 の入射端 3 2 a に入射する。

【 0 0 3 4 】

内視鏡 1 1 は、ライトガイド 3 2 と、撮像素子 3 3 と、撮像駆動部 3 4 と、アナログ処理回路 (A F E : Analog Front End) 3 5 と、照射レンズ 3 6 と、対物光学系 3 7 とを有している。ライトガイド 3 2 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 2 9 b が光源装置 1 3 に接続されたときに、光源用コネクタ 2 9 b に配置されたライトガイド 3 2 の入射端 3 2 a が光源部 3 0 の出射端に対向する。先端部 1 9 に位置するライトガイド 3 2 の出射端は、2 つの照明窓 2 2 にそれぞれ光が導光されるように、照明窓 2 2 の前段で 2 本に分岐している。

【 0 0 3 5 】

照明窓 2 2 の奥には、照射レンズ 3 6 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された照明光は、ライトガイド 3 2 により照射レンズ 3 6 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 3 6 は、凹レンズであり、ライトガイド 3 2 から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

【 0 0 3 6 】

観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 3 7 を介して撮像素子 3 3 が配置されている。観察部位の像 (反射光) は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 3 7 に入射し、対物光学系 3 7 によって撮像素子 3 3 の撮像面 3 3 a に結像される。

【 0 0 3 7 】

撮像素子 3 3 は、単板カラー方式の C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサであり、光電変換により画素信号を生成する複数の画素が撮像面 3 3 a に形成されている。撮像面 3 3 a には、図 4 に示すカラーフィルタアレイ 3 8 が設けられている。このカラーフィルタアレイ 3 8 は、赤色 (R) フィルタ 3 8 a と、緑色 (G) フィルタ 3 8 b と、青色 (B) フィルタ 3 8 c とで構成されている。各フィルタ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c は、1 つの画素に対応して、その光入射側に配置されている。カラーフィルタアレイ 3 8 の色配列は、ベイヤー配列と呼ばれるものである。さらに、カラーフィルタアレイ 3 8 上には、各画素に対応してマイクロレンズ (図示せず) が設けられている。

【 0 0 3 8 】

撮像素子 3 3 は、撮像駆動部 3 4 により駆動され、撮像面 3 3 a に結像された像を、カラーフィルタアレイ 3 8 を介して複数の画素により撮像して撮像信号を出力する。撮像信号は、画素毎に R , G , B のうちのいずれかの色信号 (R 信号、G 信号、B 信号) を有する。

【 0 0 3 9 】

A F E 3 5 は、相関二重サンプリング (C D S) 回路、自動ゲイン制御 (A G C) 回路、アナログ / デジタル (A / D) 変換器等で構成されている。C D S 回路は、撮像素子 3 3 から入力された撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。A G C 回路は、C D S 回路によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D 変換器は、A G C 回路により増幅された撮像信号を、所定ビット数のデジタル信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 4 0 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部としてのコントローラ 4 0 と、D S P (Digital Signal Processor) 4 1 と、フレームメモリ 4 2 と、画像処理部 4 3 と、表示制御部 4 4 とを有している。コントローラ 4 0 は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M や、制御プログラムをロードする作業メモリとしての R A M 等を有し、C P U が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部と、光源制御部 3 1 と、撮像駆動部 3 4 とを制御する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

D S P 4 1 は、通信用コネクタ 2 9 a を介して A F E 3 5 から入力される撮像信号に対して、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施す。画素補間処理は、R 信号、G 信号、B 信号の各信号について画素補間処理を行う。D S P 4 1 は、信号処理を施した撮像信号を、1 フレーム周期毎に画像データとして、フレームメモリ 4 2 に記憶させる。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 4 3 は、フレームメモリ 4 2 から画像データを読み出して、所定の画像処理を施す。具体的には、通常観察モード時には、画像データに基づいて通常観察画像を生成する。一方、血管強調観察モード時には、画像データに基づいて血管強調観察画像を生成するが、表層血管を強調するために、例えば、画像データ中の B 信号に基づいて画像内の表層血管の領域を抽出して、抽出した表層血管の領域に対して輪郭強調処理等を施す。そして、輪郭強調処理が施された B 信号を、R G B 信号を元に生成したフルカラー画像に合成する。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行っても良い。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれる G 信号から中深層血管の領域を抽出して、抽出した中深層血管の領域に対して輪郭強調処理を施す。

10

【 0 0 4 3 】

表示制御部 4 4 は、画像処理部 4 3 により生成された画像を、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。なお、血管強調観察モード時には、R 信号を用いずに、B 信号及び G 信号のみで血管強調観察画像を生成し、B 信号をモニタ 1 4 の B チャンネル及び G チャンネルに割り当て、G 信号をモニタ 1 4 の R チャンネルに割り当てても良い。

20

【 0 0 4 4 】

図 5 において、光源部 3 0 は、青色 L E D (B - L E D) 5 0 a と、紫色 L E D (V - L E D) 5 0 b と、赤色 L E D (R - L E D) 5 0 c と、L E D 駆動部 5 1 と、第 1 ~ 第 3 ダイクロイックミラー (D M) 5 2 a ~ 5 2 c と、第 1 ~ 第 6 レンズ 5 3 a ~ 5 3 f と、青色レーザダイオード (B - L D) 5 4 と、L D 駆動部 5 5 と、回転蛍光体 5 6 と、回転モータ 5 7 と、モータ駆動部 5 8 とを有している。

【 0 0 4 5 】

B - L E D 5 0 a は、図 6 に示すように、波長帯域が約 4 3 0 n m ~ 4 8 0 n m で、ピーク波長が約 4 5 5 n m の青色光 L B を発する。V - L E D 5 0 b は、波長帯域が約 3 9 5 n m ~ 4 1 5 n m で、ピーク波長が約 4 0 5 n m の紫色光 L V を発する。R - L E D 5 0 c は、波長帯域が約 5 8 0 n m ~ 6 4 0 n m で、ピーク波長が約 6 2 0 n m の赤色光 L R を発する。このうち、紫色光 L V は、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い狭帯域光である。

30

【 0 0 4 6 】

L E D 駆動部 5 1 は、光源制御部 3 1 の制御に基づいて、B - L E D 5 0 a 、 V - L E D 5 0 b 、 R - L E D 5 0 c のそれぞれを駆動するための L E D 駆動信号 (駆動電流または駆動電圧) を生成し、各 L E D 5 0 a ~ 5 0 c に供給する。

【 0 0 4 7 】

第 1 レンズ 5 3 a は、B - L E D 5 0 a が射出する青色光 L B の光路上に配置されており、青色光 L B を集光する。第 2 レンズ 5 3 b は、V - L E D 5 0 b が射出する紫色光 L V の光路上に配置されており、紫色光 L V を集光する。第 1 レンズ 5 3 a から射出された青色光 L B の光路と、第 2 レンズ 5 3 b から射出された紫色光 L V の光路とは直交しており、この交点に第 3 D M 5 2 c が配置されている。第 3 D M 5 2 c の一方の面に青色光 L B が 4 5 ° の角度で入射し、他方の面に紫色光 L V が 4 5 ° の角度で入射する。

40

【 0 0 4 8 】

第 3 D M 5 2 c は、図 7 に示すように、約 4 2 0 n m に閾値 λ_1 を有し、閾値 λ_1 以下の波長の光を反射させ、閾値 λ_1 より大きい波長の光を透過させる。すなわち、第 3 D M 5 2 c は、第 1 レンズ 5 3 a から入射した青色光 L B を透過させ、第 2 レンズ 5 3 b から

50

入射した紫色光 L V を反射させて 90° 偏角する。これにより、青色光 L B と紫色光 L V との各光路が統合される。

【0049】

回転蛍光体 56 は、円盤状のホイール板 60 と、ホイール板 60 の一方の面に設けられた蛍光体層 61 とで構成されている。ホイール板 60 は、銅、アルミニウム、ステンレス等の金属で形成されている。

【0050】

蛍光体層 61 は、図 8 に示すように、ホイール板 60 の一方の面に形成された凹部 62 に埋設されている。この凹部 62 は、ホイール板 60 の回転軸 63 を中心とした円周状に形成されている。蛍光体層 61 は、励起光源としての B - L D 54 から射出される励起光 L E により緑色の蛍光（緑色光 L G）を発する蛍光体により形成されている。この蛍光体としては、B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇)、 β - S i A l O N (β - S i _{6-x} A l _x O _x N _{8-x})、Y A G (Y ₃ A ₁₅ O ₂) 等が挙げられる。緑色光 L G は、図 6 に示すように、波長帯域が約 500 nm ~ 600 nm であり、ピーク波長が約 540 nm である。緑色光 L G は、500 nm 以上の波長成分のみを有し、500 nm 未満の波長成分は有していない。

【0051】

L D 駆動部 55 は、光源制御部 31 の制御に基づいて、B - L D 53 を駆動するための L D 駆動信号（駆動電流または駆動電圧）を生成し、B - L D 53 に供給する。B - L D 53 は、図 9 に示すように、複数の L D 素子 55 a を 2 次元アレイ状に配列したものである。B - L D 53 は、図 6 に示すように、励起光 L E として、波長帯域が約 450 nm ~ 460 nm で、ピーク波長が約 455 nm の青色レーザ光を射出する。

【0052】

第 4 レンズ 53 d は、B - L D 54 が射出する励起光 L E の光路上に配置されており、励起光 L E を集光する。第 1 D M 52 a は、第 4 レンズ 53 d から射出された励起光 L E の光路と、第 3 D M 52 c により統合された青色光 L B 及び紫色光 L V の光路との交点に配置されている。第 1 D M 52 a の一方の面には、励起光 L E が 45° の角度で入射し、他方の面には、青色光 L B 及び紫色光 L V が 45° の角度で入射する。

【0053】

第 1 D M 52 a は、図 10 に示すように、約 460 nm に閾値 λ_2 を有し、閾値 λ_2 以下の波長の光を反射させ、閾値 λ_2 より大きい波長の光を透過させる。すなわち、第 1 D M 52 a は、第 4 レンズ 53 d から入射した励起光 L E を反射させて 90° 偏角し、第 3 D M 52 c から入射した紫色光 L V と、青色光 L B のうちの閾値 λ_2 より短波長側の第 1 成分 C 1（図 11 参照）を 90° 反射させる。第 1 D M 52 a は、青色光 L B のうちの閾値 λ_2 より長波長側の第 2 成分 C 2（図 11 参照）については透過させる。青色光 L B のピーク波長（455 nm）は、460 nm より小さく、第 1 成分 C 1 の帯域に含まれている。

【0054】

第 5 レンズ 53 e は、第 1 D M 52 a により反射された励起光 L E の光路上に配置されており、励起光 L E を集光する。第 5 レンズ 53 e により集光された励起光 L E は、回転蛍光体 56 の蛍光体層 61 に照射される。

【0055】

回転モータ 57 は、ホイール板 60 を、その回転軸 63 を中心として回転させる。モータ駆動部 58 は、光源制御部 31 の制御に基づいて回転駆動信号を生成し、回転モータ 57 に供給する。回転モータ 57 は、回転駆動信号に応じてホイール板 60 を回転させる。励起光 L E は、ホイール板 60 が回転駆動されている状態で、蛍光体層 61 の一部分に連続的に照射される。したがって、蛍光体層 61 上の励起光 L E の照射位置 64 は、ホイール板 60 の回転とともに移動する。

【0056】

励起光 L E の照射により、蛍光体層 61 の照射位置 64 から緑色光 L G が発生する。こ

10

20

30

40

50

の緑色光 L G は、図 6 に示すように、波長帯域が約 500 nm ~ 600 nm で、ピーク波長が約 540 nm である。この緑色光 L G は、第 5 レンズ 53 e により集光され、第 1 D M 52 a に向けて射出される。第 1 D M 52 a が前述の光学特性を有することにより、緑色光 L G は、第 2 D M 52 b を透過する。したがって、第 1 D M 52 a は、緑色光 L G の光路に、紫色光 L V 及び青色光 L B の第 1 成分 C 1 の光路を統合する。一方、青色光 L B の第 2 成分 C 2 は、第 1 D M 52 a を透過するので、緑色光 L G の光路には統合されない。

【0057】

第 3 レンズ 53 c は、R - L E D 50 c が射出する赤色光 L R の光路上に配置されており、赤色光 L R を集光する。第 3 レンズ 53 c から射出された赤色光 L R の光路と、第 1 D M 52 a により統合された紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、及び緑色光 L G の光路とは直交しており、この交点に第 2 D M 52 b が配置されている。第 2 D M 52 b の一方の面に赤色光 L R が 45° の角度で入射し、他方の面に紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、及び緑色光 L G が 45° の角度で入射する。

10

【0058】

第 2 D M 52 b は、図 12 に示すように、約 580 nm に閾値 λ_3 を有し、閾値 λ_3 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_3 より小さい波長の光を透過させる。すなわち、第 2 D M 52 b は、第 3 レンズ 53 c から入射した赤色光 L R を反射させて 90° 偏角し、第 2 D M 52 b から入射した紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、及び緑色光 L G を透過させる。これにより、紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、緑色光 L G、及び赤色光 L R の各光路が統合される。

20

【0059】

第 5 レンズ 53 f は、第 2 D M 52 b から射出された紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、緑色光 L G、及び赤色光 L R の光路上に配置されている。また、第 5 レンズ 53 f は、光源用コネクタ 29 b の近傍に配置されており、入射した光を集光して、ライトガイド 32 の入射端 32 a に入射させる。

【0060】

通常観察モード時には、B - L E D 50 a、V - L E D 50 b、R - L E D 50 c、及び B - L D 54 の全ての光源が駆動され、紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、緑色光 L G、及び赤色光 L R が合波された混合光が通常光としてライトガイド 32 に供給される。青色光 L B のうちの 460 nm 以上の波長成分である第 2 成分 C 2 は光路から除外されており、回転蛍光体 56 から発せられる緑色光 L G には 500 nm 未満の波長成分が含まれていないので、通常光には 460 nm 以上 500 nm 未満の波長成分は含まれていない。

30

【0061】

一方の血管強調観察モード時には、V - L E D 50 b 及び B - L D 54 が駆動され、紫色光 L V 及び緑色光 L G の混合光が特殊光としてライトガイド 32 に供給される。

【0062】

青色光 L B 及び紫色光 L V は、B フィルタ 38 c が設けられた画素により撮像される。緑色光 L G は、G フィルタ 38 b が設けられた画素により撮像される。赤色光 L R は、R フィルタ 38 a が設けられた画素により撮像される。

40

【0063】

通常観察モードでは、460 nm 以上 500 nm 未満の波長成分がカットされた白色光が照明光として観察部位に照射されるので、色再現性が高く、明るく、血管コントラストの高い画像が得られる。一方の血管強調観察モードでは、従来と同様の疑似カラーの血管強調観察画像が得られる。更に明るく血管強調観察を行うために、V - L E D 50 b 及び B - L D 54 に加えて、青色 L E D (B - L E D) 50 a を駆動してもよい。

【0064】

また、本実施形態では、励起光 L E を回転蛍光体 56 に導光させ、回転蛍光体 56 からの緑色光 L G を射出するための第 1 D M 52 a を用いて、紫色光 L V、青色光 L B の第 1

50

成分 C 1、及び緑色光 L G の光路を統合しているので、ダイクロイックミラーの枚数を源の数（４個）より減らすことができる。

【 0 0 6 5 】

次に、内視鏡システム 1 0 の作用を説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 1 1 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に接続し、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 の電源を投入する。内視鏡システム 1 0 が起動すると、操作入力部 1 5 を操作して、通常観察モードを選択する。

【 0 0 6 6 】

内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。通常観察モードでは、コントローラ 4 0 の制御に基づき、B - L E D 5 0 a、V - L E D 5 0 b、R - L E D 5 0 c、及び B - L D 5 4 の全ての光源が駆動される。これにより、光源部 3 0 内で紫色光 L V、青色光 L B、赤色光 L R、及び緑色光 L G が発生され、紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、赤色光 L R、及び緑色光 L G が混合された通常光が照明光としてライトガイド 3 2 に供給される。この通常光には、4 6 0 n m 以上 5 0 0 n m 未満の波長成分は含まれていない。

10

【 0 0 6 7 】

内視鏡 1 1 では、照明光がライトガイド 3 2 を介して照明窓 2 2 に導光され、照明窓 2 2 から観察部位に照射される。観察部位からの反射光は、観察窓 2 3 から対物光学系 3 7 を介して撮像素子 3 3 に入射する。撮像素子 3 3 は、1 フレーム周期毎に入射光を光電変換して撮像信号を生成する。この撮像信号は、A F E 3 5 により、C D S、A G C、A / D 変換等の処理が施され、デジタル信号としてプロセッサ装置 1 2 の D S P 4 1 に入力される。

20

【 0 0 6 8 】

D S P 4 1 は、内視鏡 1 1 から入力されたデジタルの撮像信号に対して、フレーム単位で、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施して画像データとし、この画像データをフレームメモリ 4 2 に記憶させる。画像処理部 4 3 は、フレームメモリ 4 2 に記憶された画像データに対して所定の画像処理を施して通常観察画像を生成する。この通常観察画像は、表示制御部 4 4 を介してモニタ 1 4 に表示される。モニタ 1 4 に表示される通常観察画像は、1 フレーム毎に更新される。この通常観察画像は、色再現性が高く、明るく、血管コントラストの高い画像である。

30

【 0 0 6 9 】

次に、通常観察モードから血管強調観察モードに切り替えられた場合には、コントローラ 4 0 の制御に基づき、V - L E D 5 0 b 及び B - L D 5 4 が駆動される。これにより、光源部 3 0 から紫色光 L V 及び緑色光 L G が発生され、これらが混合された特殊光が照明光としてライトガイド 3 2 に供給される。

【 0 0 7 0 】

内視鏡 1 1 では、観察部位からの反射光が、通常観察モードの場合と同様に撮像され、撮像信号がプロセッサ装置 1 2 に入力される。プロセッサ装置 1 2 では、画像処理部 4 3 により疑似カラーの血管強調観察画像が生成され、表示制御部 4 4 により血管強調観察画像がモニタ 1 4 に表示されること以外は、通常観察モードの場合と同様である。

40

【 0 0 7 1 】

なお、上記実施形態では、第 1 D M 5 2 a を、閾値 $\lambda 2$ 以下の波長の光を反射させ、閾値 $\lambda 2$ より大きい波長の光を透過させているが、図 1 3 に示すように、閾値 $\lambda 2$ 以上の波長の光を反射させ、閾値 $\lambda 2$ より小さい波長の光を透過させても良い。この場合には、B - L D 5 4、回転蛍光体 5 6、B - L E D 5 0 a 及び V - L E D 5 0 b は、第 1 D M 5 2 a に対して図 1 4 に示すように配置され、第 1 D M 5 2 a を透過した紫色光 L V と青色光 L B の第 1 成分 C 1 との光路と、第 1 D M 5 2 a により反射された緑色光 L G との光路とが統合される。

【 0 0 7 2 】

上記実施形態では、第 3 D M 5 2 c を、閾値 $\lambda 1$ 以下の波長の光を反射させ、閾値 $\lambda 1$

50

より大きい波長の光を透過させているが、図 15 に示すように、閾値 λ_1 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_1 より小さい波長の光を透過させても良い。この場合には、図 16 に示すように、第 3 DM 5 2 c を透過した紫色光 L V の光路と、第 3 DM 5 2 c により反射された青色光 L B の光路とが統合される。

【0073】

上記実施形態では、第 2 DM 5 2 b を、閾値 λ_3 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_3 より小さい波長の光を透過させているが、図 17 に示すように、閾値 λ_3 以下の波長の光を反射させ、閾値 λ_3 より大きい波長の光を透過させても良い。この場合には、図 18 に示すように、第 2 DM 5 2 b を透過した赤色光 L R の光路と、第 2 DM 5 2 b により反射された紫色光 L V、青色光 L B の第 1 成分 C 1、及び緑色光 L G の光路とが統合される。

10

【0074】

したがって、第 1 ~ 第 3 DM 5 2 a ~ 5 2 c はそれぞれ、閾値以上の波長の光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、閾値より小さい波長の光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせればよいので、図 19 に示すように、第 1 ~ 第 3 DM 5 2 a ~ 5 2 c の光学特性（反射又は透過）の組み合わせは、上記実施形態を含めて 8 通りのパターンが可能である。図 5 に示す構成は第 1 のパターンに対応しており、図 14 に示す構成は第 2 のパターンに対応している。

【0075】

また、上記実施形態では、光源部 30 に V - LED 5 0 b 及び第 3 DM 5 2 c を設け、紫色光 L V を発生させているが、V - LED 5 0 b 及び第 3 DM 5 2 c を設けず、紫色光 L V を生成しなくても良い。この場合、通常観察モード時には、青色光 L B、赤色光 L R、及び緑色光 L G を発生させ、血管強調観察モードには、青色光 L B と緑色光 L G を発生させれば良い。

20

【0076】

上記実施形態では、光源部 30 に R - LED 5 0 c 及び第 2 DM 5 2 b を設けているが、R - LED 5 0 c 及び第 2 DM 5 2 b を設けず、緑色及び赤色の波長帯域を含む黄色光を回転蛍光体 56 から発生させても良い。

【0077】

上記実施形態では、励起光 L E として青色レーザ光を用いているが、これに代えて、励起光 L E として紫色レーザ光等を用いても良い。

30

【0078】

上記実施形態では、原色型のカラーフィルタアレイ 38 を用いているが、これに代えて、補色型のカラーフィルタアレイを用いても良い。

【0079】

また、単板カラー方式の撮像素子 33 に代えて、モノクロの撮像素子を用いても良い。この場合には、光源装置 13 内の B - LED 5 0 a、V - LED 5 0 b、R - LED 5 0 c、B - LD 5 4 をそれぞれ個別に駆動し、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B、紫色光 L V の各光をそれぞれ個別に発光させ、各光により照明された観察部位からの反射光を、撮像素子で個別に撮像する。この撮像方式は、面順次方式と呼ばれる。

【0080】

40

具体的には、通常観察モード時には、図 20 に示すように、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B、紫色光 L V がそれぞれ消灯期間を介して順に発光される。一方の血管強調観察モード時には、図 21 に示すように、紫色光 L V と緑色光 L G とが灯期間を介して交互に発光される。撮像素子は、各光で照射された観察部位からの反射光により露光され、消灯期間に信号読み出しが行われる。このように消灯期間を設ける方式は、撮像素子が CMOS イメージセンサである場合に好ましい。これは、CMOS イメージセンサでは、基本的に露光中に信号読み出しを行えないためである。CCD イメージセンサでは、露光中に信号読み出しを行うことが可能であるので、消灯期間を設けなくても良い。

【0081】

また、この面順次方式の場合には、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B の各波長帯域

50

を、従来のキセノン光源と波長選択フィルタとにより得られる波長帯域に近づけることが、従来の機器との親和性の点で好ましい。特に、緑色光 L G は、蛍光であり、長波長側に広がりがあるので、長波長側成分をカットすることが好ましい。具体的には、緑色光 L G の 560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光をカットすることが好ましい。

【0082】

このためには、例えば、上記実施形態において、第 2 DM 52 b の閾値 λ_3 を、560 ~ 590 nm の範囲内とすればよい。この場合には、緑色光 L G は、閾値 λ_3 以上の波長成分が第 2 DM 52 b を透過せず反射することにより光路外に導かれ、カットされる。

【0083】

また、図 22 に示すように、第 1 DM 52 a に、第 1 の閾値 λ_2 に加えて、第 2 の閾値 λ_4 を設け、緑色光 L G のうち、第 1 の閾値 λ_2 から第 2 の閾値 λ_4 の間の波長成分の光のみを透過させるバンドパスフィルタとしても良い。この場合においても、第 1 DM 52 a の反射と透過とを逆にすることも可能である。

【0084】

また、図 23 に示すように、560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタ 70 を、回転蛍光体 56 から第 2 DM 52 b までの緑色光 L G の光路上に設けても良い。長波長カットフィルタ 70 は、フィルタ挿脱部 71 により、緑色光 L G の光路上に挿脱される。フィルタ挿脱部 71 は、撮像方式を面順次方式とする場合に、長波長カットフィルタ 70 を緑色光 L G の光路上に挿入する。

【0085】

また、図 24 に示すように、特定の波長範囲の光を減光させるノッチフィルタ 80 を設けても良い。このノッチフィルタ 80 は、第 2 DM 52 b により統合された光路上に配置される。図 25 に示すように、ノッチフィルタ 80 は、560 ~ 590 nm の波長範囲の光を反射または吸収し、その他の波長の光を透過させるものであり、緑色光 L G 及び赤色光 L R をそれぞれ部分的に減光させる。

【0086】

ノッチフィルタ 80 は、フィルタ挿脱部 81 により、第 2 DM 52 b により統合された光路上に挿脱される。フィルタ挿脱部 81 は、撮像方式を面順次方式とする場合に、ノッチフィルタ 80 を該光路上に挿入し、緑色光 L G 及び赤色光 L R から 560 ~ 590 nm の波長範囲の光を減光させる。なお、560 ~ 590 nm の波長範囲の減光率は 100 % で無くても良い。

【0087】

また、上記実施形態では、第 1 DM 52 a の閾値 λ_2 を 460 nm としているが、閾値 λ_2 は、厳密に 460 nm でなくても良く、青色光 L B のピーク波長より長波長側の成分をカットするように設定すれば良い。

【0088】

また、上記実施形態では、蛍光体を回転駆動される回転蛍光体 56 としているが、蛍光体は、回転駆動されなくてもよく、励起光 L E の入射方向とは反対方向に蛍光を発する反射型のものであれば良い。

【0089】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と 1 つの装置で構成しても良い。

【0090】

特許請求の範囲に記載の第 1 ~ 第 4 光源は、上記実施形態中の B - L D 54、B - L E D 50 a、R - L E D 50 c、V - L E D 50 b にそれぞれに対応する。特許請求の範囲に記載の第 1 ~ 第 4 光は、緑色光 L G、青色光 L B、赤色光 L R、紫色光 L V にそれぞれに対応する。

【0091】

特許請求の範囲の請求項 1 に記載の構成は、図 19 に示すパターン 1 ~ 8 を含むものであるが、これを分解した付記項 1 ~ 4 を以下に記載する。付記項 1 は、パターン 1, 3,

10

20

30

40

50

5, 7に対応する。付記項2は、パターン2, 4, 6, 8に対応する。

【0092】

[付記項1]

励起光を発する第1光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、

前記第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、

前記励起光を反射させ、前記第1光を透過させ、かつ、前記第2光のうちのピーク波長を含む短波長側の第1成分を反射させ、前記第1成分以外の長波長側の第2成分を透過させる第1ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体は、前記第1光源から前記第1ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第1ダイクロイックミラーに向けて前記第1光を発し、

前記第1ダイクロイックミラーは、前記蛍光体から入射した前記第1光の光路に、前記第2光源から入射した前記第2光の前記第1成分の光路を統合し、かつ、前記第2光の前記第2成分の光路は統合しない

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

[付記項2]

励起光を発する第1光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、

前記第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、

前記励起光を透過させ、前記第1光を反射させ、かつ、前記第2光のうちのピーク波長を含む短波長側の第1成分を透過させ、前記第1成分以外の長波長側の第2成分を反射させる第1ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体は、前記第1光源から前記第1ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第1ダイクロイックミラーに向けて前記第1光を発し、

前記第1ダイクロイックミラーは、前記蛍光体から入射した前記第1光の光路に、前記第2光源から入射した前記第2光の前記第1成分の光路を統合し、かつ、前記第2光の前記第2成分の光路は統合しない

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【0093】

以上のように、第1ダイクロイックミラーは、第1光の光路と、第2光の第1成分の光路を統合するものである。したがって、第1光源及び第2光源から、第1光及び第2光が同時に発せられた場合には、第1ダイクロイックミラーにより、第1光と、第2光の第1成分とが合波される。

【符号の説明】

【0094】

10 内視鏡システム

11 内視鏡

12 プロセッサ装置

13 光源装置

30 光源部

33 撮像素子

38 カラーフィルタアレイ

40 コントローラ

52a ~ 52c 第1 ~ 第3ダイクロイックミラー

56 回転蛍光体

60 ホイール板

61 蛍光体層

70 長波長カットフィルタ

10

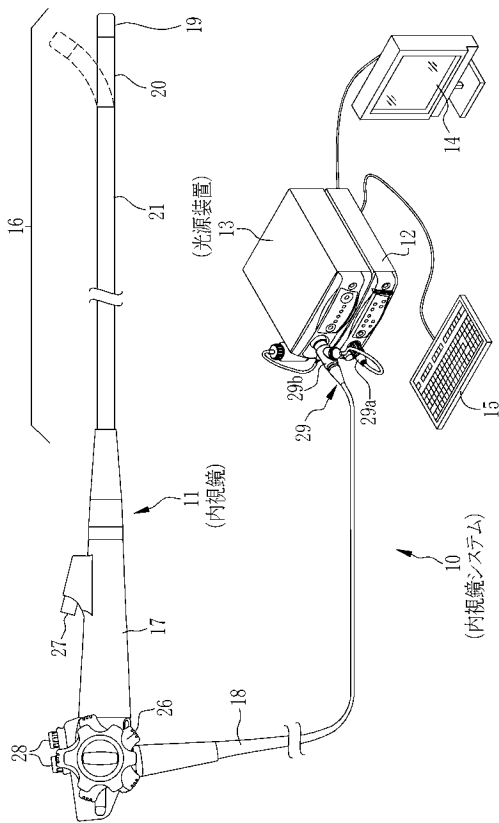
20

30

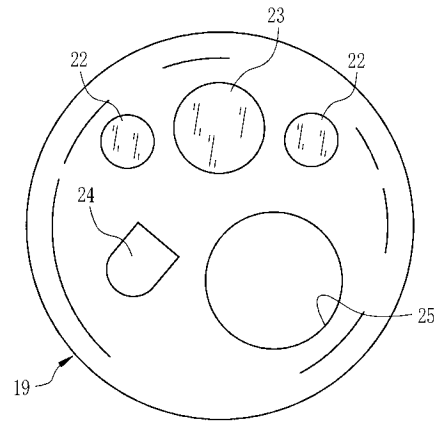
40

50

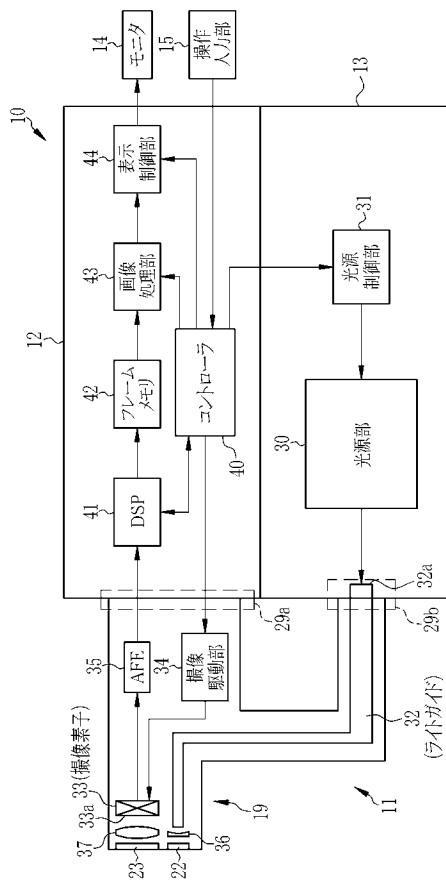
【図 1】



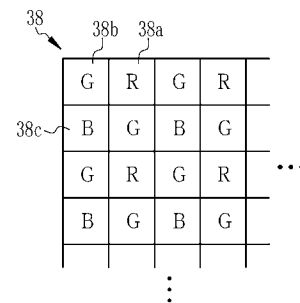
【図 2】



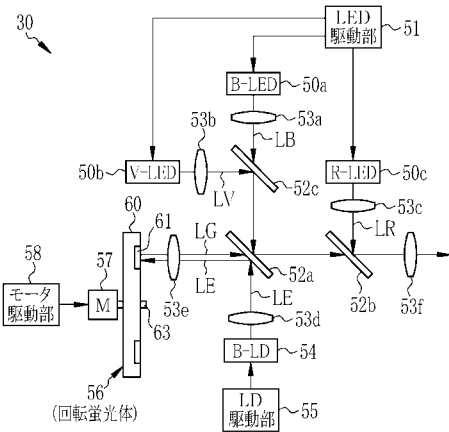
【図 3】



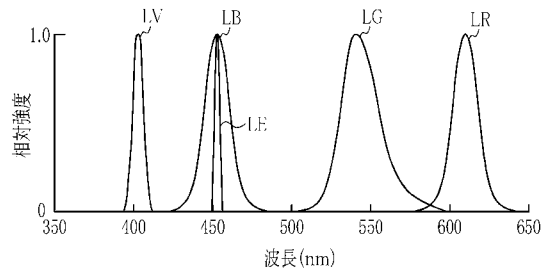
【図 4】



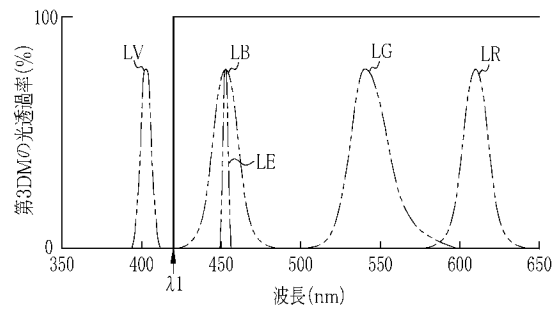
【図 5】



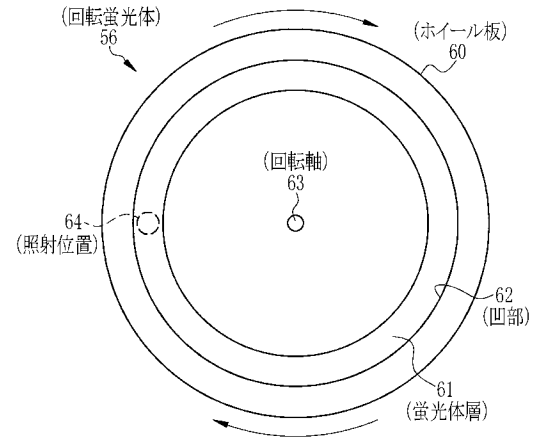
【図 6】



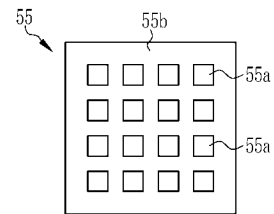
【図 7】



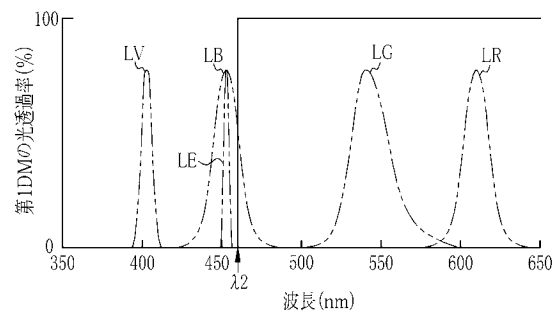
【図 8】



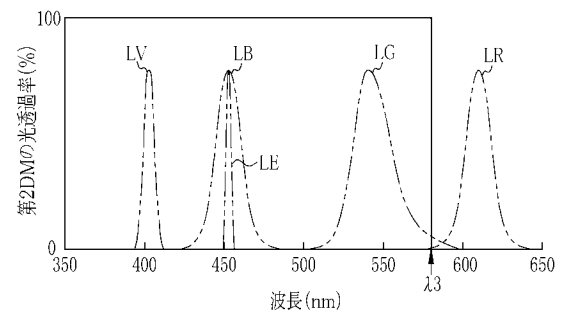
【図 9】



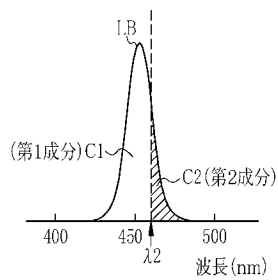
【図 10】



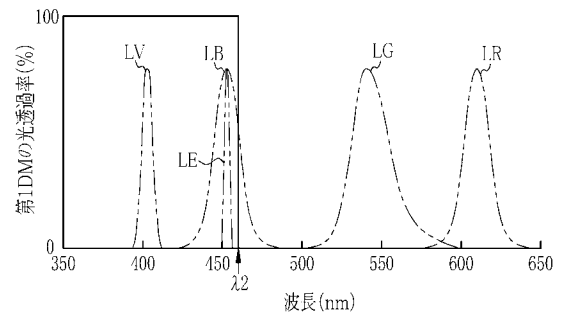
【図 12】



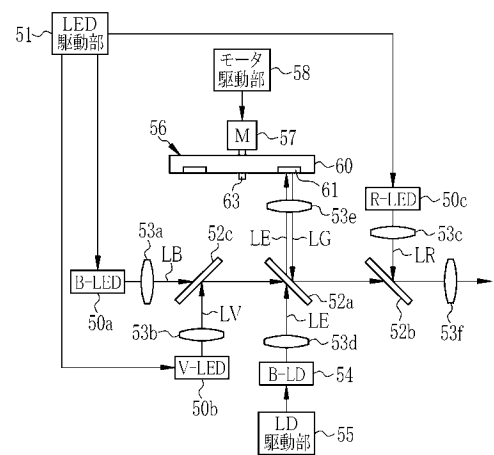
【図 11】



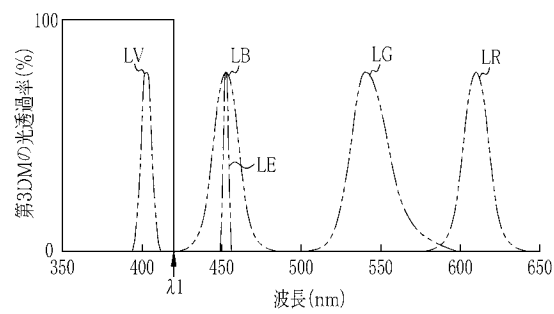
【図 13】



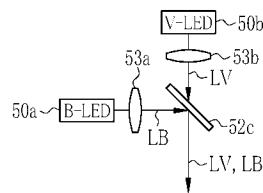
【 図 1 4 】



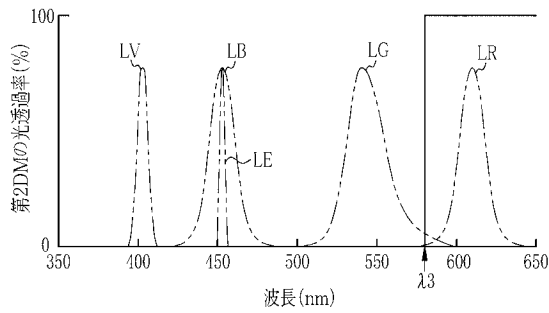
【 図 1 5 】



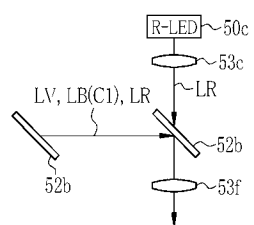
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】

パターン		LV	LE, LB(C1)	LB(C2)	LG	LR
1	第1DM	反射		透過		
	第2DM		透過			反射
	第3DM	反射		透過		
2	第1DM	透過		反射		
	第2DM		透過			反射
	第3DM	反射		透過		
3	第1DM	反射		透過		
	第2DM		反射			透過
	第3DM	反射		透過		
4	第1DM	透過		反射		
	第2DM		反射			透過
	第3DM	反射		透過		
5	第1DM	反射		透過		
	第2DM	透過				反射
	第3DM	透過		反射		
6	第1DM	透過		反射		
	第2DM		透過			反射
	第3DM	透過		反射		
7	第1DM	反射		透過		
	第2DM		反射			透過
	第3DM	透過		反射		
8	第1DM	透過	透過		反射	
	第2DM		反射			透過
	第3DM	透過		反射		

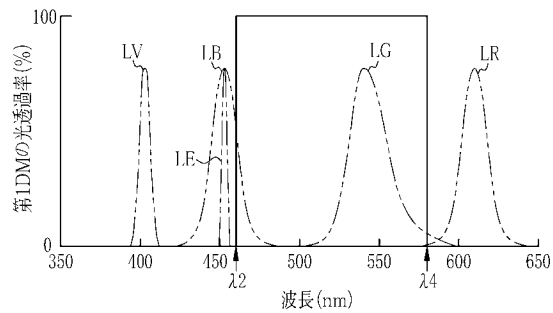
【図 20】



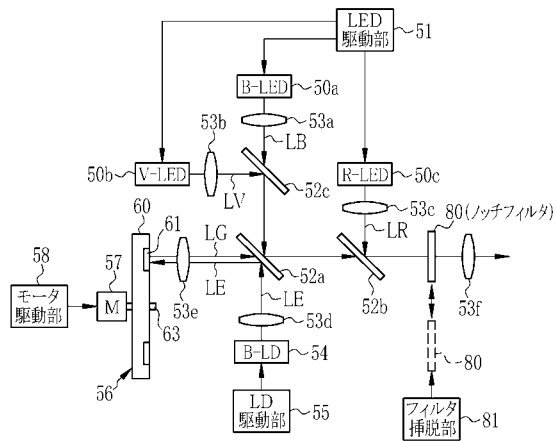
【図 21】



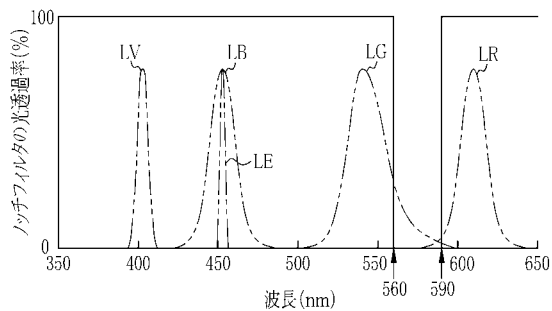
【図 22】



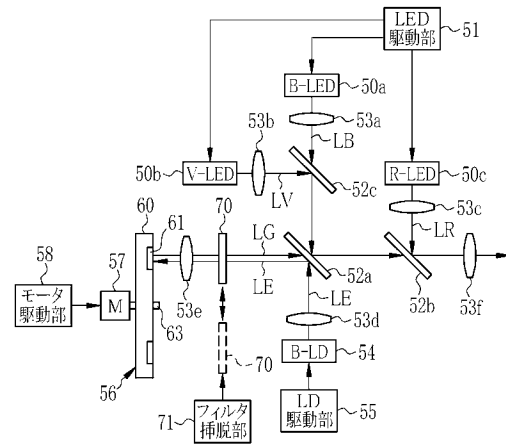
【図 24】



【図 25】



【図 23】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA22 CC06 JJ17 LL02 MM05 NN01 PP12 QQ04 QQ07 RR05
RR14 RR18 RR22 TT13 WW08 WW17
5C054 CA06 CC02 HA12

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015171442A	公开(公告)日	2015-10-01
申请号	JP2014048244	申请日	2014-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美範 杉崎誠		
发明人	森本 美範 杉▲崎▼ 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/TT13 4C161/WW08 4C161/WW17 5C054/CA06 5C054/CC02 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP6141220B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 解决的问题：提供一种用于内窥镜的光源装置和内窥镜系统，其能够在不增加成本的情况下获得具有高血管对比度的明亮图像。第一二向色镜52a反射从B-LD 54入射的激发光LE，以用激发光LE照射旋转的荧光体56。旋转的荧光体56响应于激发光LE的照射而向第一二向色镜52a发射绿光LG。第一二向色镜52a透射绿光LG。此外，第一二向色镜52a反射从波长小于460nm的B-LED 50a入射的蓝光LB的第一分量，并且将其集成到绿光LG的光路中。波长为460nm以上的蓝光LB的第二成分穿过第一二向色镜52a，并且不整合在绿光LG的光路上。[选择图]图5	(21) 出願番号	特願2014-48244 (P2014-48244)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲 (72) 発明者 森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 杉▲崎▼ 誠 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA06 CA09 CA11 GA02 GA11
	(22) 出願日	平成26年3月11日 (2014.3.11)	